

No title available.

Patent Number: DE19946736
Publication date: 2001-05-31
Inventor(s): FUCHS MANFRED (DE); HELL ERICH (DE); MATTERN DETLEF (DE)
Applicant(s):: SIEMENS AG (DE)
Requested Patent: ☐ DE19946736
Application Number: DE19991046736 19990929
Priority Number(s): DE19991046736 19990929
IPC Classification: G03B42/08 ; G03B42/02 ; G21K4/00 ; A61B6/00
EC Classification:
Equivalents:

Abstract

Data supplied from the esp@cenet database - I2

⑮ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ Patentschrift
⑩ DE 199 46 736 C 1

⑥ Int. Cl. 7:
G 03 B 42/08
G 03 B 42/02
G 21 K 4/00
A 61 B 6/00

⑳ Aktenzeichen: 199 46 736.6-51
㉑ Anmeldetag: 29. 9. 1999
㉒ Offenlegungstag: -
㉓ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 31. 5. 2001

DE 199 46 736 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

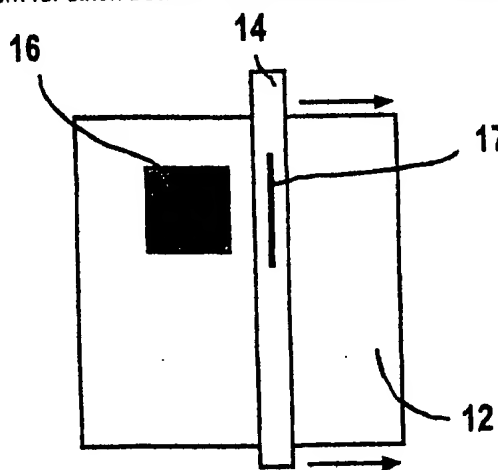
⑬ Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑰ Erfinder:
Hell, Erich, Dr., 91054 Erlangen, DE; Fuchs,
Manfred, Dipl.-Ing. (FH), 91126 Schwabach, DE;
Mattern, Detlef, Dr., 91056 Erlangen, DE

⑤⑤ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
DE 38 03 766 A1

⑤④ Röntgendiagnostikeinrichtung mit elektronischem Zoom für einen Detektor mit einem Speicherleuchtschirm

⑤⑦ Die Erfindung betrifft eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Speicherleuchtschirm (5) für die latente Speicherung des jeweiligen Röntgenstrahlenbildes, mit einer Röntgenaufnahmeverrichtung (1, 2) zur Erzeugung eines Röntgenstrahlenbündels (3), mit einer Auslesevorrichtung (6, 7), bei der zur Bildwiedergabe der Speicherleuchtschirm (5) durch eine Abtastung mittels einer Strahlenquelle (6) zum Leuchten angeregt wird, mit einem Detektor (7) zum Erfassen des von dem Speicherleuchtschirm (5) emittierten Lichtes und mit einem Bildwiedergabesystem (8, 9). Die Röntgendiagnostikeinrichtung ist derart ausgebildet, daß in einem ersten Betriebsmodus die Röntgenaufnahmeverrichtung (1, 2) Röntgenbilder mit einer ersten Dosis erstellt sowie die Auslesevorrichtung (6, 7) eine schnelle Auslesung der Bildfläche (13) des Speicherleuchtschirmes (5) mit geringer Auflösung durchführt und in einem zweiten Betriebsmodus die Röntgenaufnahmeverrichtung (1, 2) Röntgenbilder mit einer zweiten, gegenüber der ersten höheren Dosis in einem eingeschränkten Bereich (16) erstellt sowie dieser Teil der Bildfläche (13) des Speicherleuchtschirmes (5) mit hoher Auflösung ausgelesen wird.



DE 199 46 736 C 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Speicherleuchtschirm für die latente Speicherung des jeweiligen Röntgenstrahlenbildes, mit einer Röntgenaufnahmevorrichtung zur Erzeugung eines Röntgenstrahlenbündels, mit einer Auslesevorrichtung, bei der zur Bildwiedergabe der Speicherleuchtschirm durch eine Abtastung mittels einer Strahlenquelle zum Leuchten angeregt wird, mit einem Detektor zum Erfassen des von dem Speicherleuchtschirm emittierten Lichtes und mit einem Bildwiedergabesystem.

In der DE-38 03 766 A1 ist eine derartige Röntgendiagnostikeinrichtung beschrieben, bei der als strahlenempfindlicher Wandler ein Speicherleuchtstoff mit Röntgenstrahlen bestrahlt wird, so daß in ihm Defektelektronen erzeugt werden, die in Potentialfallen (Traps) gespeichert werden. In einer Auslesevorrichtung wird die gesamte Fläche dieses Speicherleuchtschirmes von einer zusätzlichen Strahlenquelle, beispielsweise einem Laser, bildpunktweise abgetastet, so daß die in den Traps gespeicherten Elektronen angeregt werden und in Rekombinationszentren zurückfallen können, wobei die Energiedifferenz in Form von Lichtquanten abgestrahlt wird. Dadurch ist es möglich, daß derart gespeicherte Röntgenstrahlenbild aus dem Speicherleuchtschirm auszulesen.

Zur flächenförmigen Abtastung des Speicherleuchtschirmes wird ein Laserstrahl eines sogenannten "Flying Spot Scanners" durch zwei Spiegel in vertikaler und horizontaler Richtung abgelenkt, so daß alle auf dem Speicherleuchtschirm liegenden Bildpunkte nacheinander abgetastet werden. Das von dem Speicherleuchtschirm emittierte Licht wird durch zwei lichtleitende Platten erfaßt und auf zwei seitlich angebrachte zeilenförmige CCD-Lichtwandler geleitet. Das Ausgangssignal des Detektors wird einer normalen Fernsehketten zur Wiedergabe des Röntgenbildes auf einem Monitor zugeführt.

Als Speicherleuchtstoffe können hierbei die aus der DE 33 47 207 A1 bekannten, mit Europium aktivierten Bariumfluor-Bromchlorid-Verbindungen Verwendung finden, die sich durch sichtbares Licht (Photostimulation) anregen lassen. Zur Anregung dieses Speicherleuchtstoffes läßt sich der üblicherweise verwendete He-Ne-Laser verwenden, der Strahlen von einer Wellenlänge von 633 nm erzeugt.

Aus der EP 859 244 A1 ist eine Röntgendiagnostikeinrichtung bekannt, bei der die Platten der Speicherleuchtschirme in Transmission durch einen Laser mit vorgeschalteter Faseroptik anstelle der "Flying Spot Scanner" bereichsweise angeregt werden. Das emittierte Licht der bestrahlten Fläche wird von matrixförmigen CCD-Bildwandlern erfaßt, denen ebenfalls eine Faseroptik vorgeordnet ist. Zur vollständigen Abtastung des Speicherleuchtschirmes wird die Auslesevorrichtung über dessen gesamte Fläche bewegt.

Bei derartigen Röntgendetektoren nach dem Speicherleuchtstoffprinzip wird ein Röntgenprojektionsbild des Patienten zunächst aufbelichtet, von dem Scanner ausgelesen und digitalisiert. Es werden dabei nur großformatige Radiographieaufnahmen mit relativ hoher Dosis gemacht und langsam mit voller Auflösung ausgelesen. Anschließend Ausschnittvergrößerungen mit entsprechend angepaßter Auflösung (Zoom) sind nicht vorgesehen.

Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, eine Röntgendiagnostikeinrichtung der eingangs genannten Art zu schaffen, die eine schnelle Übersichtsaufnahme und eine anschließende Zoomaufnahme mit hoher Auflösung ermöglicht.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Röntgendiagnostikeinrichtung derart ausgebildet ist, daß

in einem ersten Betriebsmodus die Röntgenaufnahmevorrichtung Röntgenbilder mit einer ersten Dosis erstellt sowie die Auslesevorrichtung eine schnelle Auslesung der Bildfläche des Speicherleuchtschirmes mit geringer Auflösung durchführt und in einem zweiten Betriebsmodus die Röntgenaufnahmevorrichtung Röntgenbilder mit einer zweiten, gegenüber der ersten Dosis höheren Dosis in einem eingeschränkten Bereich erstellt sowie dieser Teil der Bildfläche des Speicherleuchtschirmes mit hoher Auflösung ausgelesen wird. Dadurch kann man erst eine Übersichtsaufnahme erstellen, wählt dann einen Bildausschnitt und damit einen abzutastenden Bereich aus und macht dann eine Ausschnittvergrößerungen hoher Auflösung mit elektronischem Zoom.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Strahlenquelle zeilenförmig ist und den Speicherleuchtschirm abtastet und der Detektor zeilenförmig und in seiner Auflösung umschaltbar ist.

Erfindungsgemäß kann die Breite der Fokussierung der zeilenförmigen Strahlenquelle beispielsweise zwischen zwei Fokussierungen umschaltbar sein. Bei umschaltbarer Strahlenquelle ist die Zeilenbreite des CCDs nicht entscheidend, so daß der zeilenförmige Detektor lediglich in Zeilenrichtung zwischen zwei Auflösungen umschaltbar sein kann.

Optimale Abstimmungen der Anordnungen lassen sich erreichen, wenn die zeilenförmige Strahlenquelle zwei getrennte Anordnungen zur Erzeugung des Stimulationslichtes unterschiedlicher Fokussierungen und der zeilenförmige Detektor zwei optisch und elektrisch getrennte CCD-Zeilen unterschiedlicher Auflösungen aufweist.

Wird auf eine umschaltbare Strahlenquelle verzichtet, so können im zweiten Betriebsmodus in Richtung der Zeilenbreite gleichzeitig mehrere Photoelemente und zeitlich nacheinander mehrfach ausgelesen werden, deren Signale bildpunktweise addiert werden.

In vorteilhafter Weise kann die Auflösung im zweiten Betriebsmodus das neunfache der Auflösung im ersten Betriebsmodus betragen, wobei die Abmessungen der für einen Bildpunkt im zweiten Betriebsmodus aktiven Photoelemente 50 µm und der für einen Bildpunkt im ersten Betriebsmodus aktiven Photoelemente 150 µm betragen können.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine bekannte Röntgendiagnostikeinrichtung,

Fig. 2 eine erfindungsgemäße Auslesevorrichtung in einem ersten Betriebsmodus,

Fig. 3 die erfindungsgemäße Auslesevorrichtung in einem zweiten Betriebsmodus und

Fig. 4 und 5 Strukturen des CCD-Lichtwandlers mit anpaßbarer Auflösung

In der Fig. 1 ist eine Röntgendiagnostikeinrichtung mit einer von einem Röntgenerators 1 mit Hoch- und Heizspannung versorgte Röntgenröhre 2 wiedergegeben, die ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel 3 erzeugt, das einen Patienten 4 durchdringt. Die durch den Patienten 4 entsprechend seiner Transparenz geschwächten Röntgenstrahlen fallen auf einen Lumineszenz-Speicherleuchtschirm 5. Dieses auffallende Strahlenbild erzeugt in dem Speicherleuchtschirm 5, wie bereits beschrieben, Defektelektronen, die in Potentialfallen des Speicherleuchtstoffes gespeichert werden, so daß in dem Speicherleuchtschirm 5 ein latentes Bild gespeichert ist.

Zur Wiedergabe des latenten, gespeicherten Bildes wird der Speicherleuchtschirm 5 durch eine Abtastvorrichtung 6 zeilenweise angeregt. Ein Detektor 7 erfaßt das von dem Speicherleuchtschirm 5 emittierte Licht und wandelt das der

Helligkeit der abgetasteten Bildpunkte entsprechende Licht in ein elektrisches Signal um, das einer Wiedergabeschaltung 8 zugeführt wird, die aus einem einzelnen analogen Ausgangssignal des Detektors 7 ein Videosignal zur Darstellung auf einem Monitor 9 erzeugt. Die Wiedergabeschaltung 8 kann ein Bildsystem mit Wandlern, Bildspeichern und Verarbeitungsschaltungen aufweisen. Bedienelemente 10 sind über eine Systemsteuerung und -kommunikation 11 mit den übrigen Komponenten der Röntgendiagnostikeinrichtung verbunden. Die Systemsteuerung 11 bewirkt die Steuerung und Synchronisation des Röntgengenerators 1, der Relativbewegung des Speicherleuchtschirms 5 während der Abtastung, der Abtastvorrichtung 6, der Wiedergabeschaltung 8 und des Monitors 9.

In der Fig. 2 ist die erfindungsgemäße Abtastvorrichtung 6 für den plattenförmigen Speicherleuchtschirm 5 in Aufsicht dargestellt, der beispielsweise eine Trägerplatte 12 aus Glas mit einem Bildbereich 13 aufweist. Ein rechteckförmiger Träger 14 umgreift die Trägerplatte 12 des Speicherleuchtschirms 5. Unterhalb der Trägerplatte 12 ist die nicht dargestellte zeilenförmige Strahlenquelle 6 und oberhalb ist ein CCD-Lichtwandler 15 als zeilenförmiger Detektor 7 an dem Träger 12 angebracht. Für eine Übersichtsaufnahme kann, wie noch beschrieben wird, der gesamte Bildbereich 13 zeilenförmig über die gesamte Bildbreite schnell mit geringer Auflösung abgetastet werden.

Wird nun ein besonderer Bereich (ROI) ausgewählt, so kann, wie in Fig. 3 dargestellt, in einem zweiten Abtastvorgang nur der Zoom-Bereich 16 langsam und mit größtmöglicher Auflösung nur von einem kleinen aktiven Teil 17 des CCD-Lichtwandlers 15 ausgelesen werden.

Der CCD-Lichtwandler 15 mit anpaßbarer Auflösung kann dabei, wie in Fig. 4 abgebrochen dargestellt, aus einer Vielzahl von in drei Reihen angeordneten Photoelementen 18 bestehen. Für den ersten Betriebsmodus wird das Stimulationslicht der Abtastvorrichtung 6 derart fokussiert, daß alle Photoelemente 18 des CCD-Lichtwandlers 15 von dem vom Speicherleuchtstoff emittierten Licht beleuchtet werden. Durch sogenanntes Binning können jeweils 3×3 Photoelemente 18 zu einem Bildpunktbereich 19 zusammengefaßt und gemeinsam ausgelesen werden. Für den zweiten Betriebsmodus werden die Photoelemente 18 einzeln ausgelesen, wobei der Auslesemodus von der Fokussierung des Stimulationslichtes der Abtastvorrichtung 6 abhängt.

Bei einem Detektor mit einem Speicherleuchtschirm 5 mit derart integriertem Scanner sind Aufnahmen im Abstand von 5 bis 10 Sekunden möglich. Die Bilder können auch in diesem zeitlichen Abstand an dem angeschlossenen Monitor 9 betrachtet werden.

Dies eröffnet neue, kostengünstige Möglichkeiten. Mit der in Auflösung und Geschwindigkeit anpaßbaren CCD-Auslesevorrichtung sind großformatige Übersichtsaufnahmen bis zu $45 \text{ cm} \times 45 \text{ cm}$ mit reduzierter Dosis in quasi Durchleuchtung möglich. Nach der Bildbeurteilung durch den Arzt sind anschließend, ohne daß der Patient 4 seine Lage verändert hat, die interessierenden Ausschnittsbereiche mit hoher Auflösung und höherer Dosis für beste Bildqualität aufzunehmen. Der CCD-Lichtwandler 15, der beispielsweise mit angekoppelter Lichtleiteroptik die Speicherleuchtstoffplatte direkt ausliest, kann beispielsweise 3-zeilig sein, wobei ein Photoelement 18 $50 \mu\text{m} \times 50 \mu\text{m}$ groß sein kann.

Für den Übersichtsmodus werden 3×3 Pixel zusammengefaßt (Binning). Für die gleiche Integrationszeit kann die Scankopfgeschwindigkeit 3-fach höher sein als im hochauflösenden Mode. Der CCD-Lichtwandler 15 ist derart geschaltet, daß das Licht über 3×3 Photoelemente 18 integriert wird. Für die Auslesung werden dann jedoch alle ge-

sammelten Elektronen des Bildpunktbereiches 19 in die unterste Zeile geschoben. Auf diese Weise wird nur ein Ausleseverstärker mit dem entsprechenden Rauschen benötigt. Das Stimulationslicht der Abtastvorrichtung 6 wird auf eine $150 \mu\text{m}$ breite Zeile fokussiert.

Für den hochauflösenden Mode werden die $50 \mu\text{m}$ Photoelemente 18 einzeln ausgelesen. Dafür können mehrere technische Ausführungsformen in Frage kommen.

1. Das Stimulationslicht der zeilenförmigen Strahlenquelle 6 bleibt auf eine $150 \mu\text{m}$ breite Zeile fokussiert. Der CCD-Lichtwandler 15 wird auf 3 Auslesezeilen umgeschaltet. Ein Bildpunkt des Speicherleuchtschirms 5 wird nun hintereinander von den Photoelementen 18 des Bildpunktbereiches 19 in den drei Zeilen nacheinander ausgelesen. Die Auslesung des CCD-Lichtwandlers 15 wird um den Faktor drei beschleunigt. Die Information der CCD-Photoelemente 18 muß in der Wiedergabeschaltung 8 den Bildpixeln richtig zugeordnet und addiert werden.

2. Das Stimulationslicht wird auf $50 \mu\text{m}$ Fokussierung umgeschaltet.

Die Zeilenbreite des CCD-Lichtwandlers 15 ist jetzt nicht entscheidend. Lediglich die Photoelemente 18 werden in Zeilenrichtung im $50 \mu\text{m}$ Mode betrieben.

3. Das Stimulationslicht wird ebenfalls auf $50 \mu\text{m}$ Fokussierung umgeschaltet.

Lediglich die Photoelemente 18 in dem Bildpunktbereich 21 der ersten Zeile 20 werden ausgelesen.

4. Die Abtastvorrichtung 6 besitzt zwei Zeilen mit für beide Auflösungen optimierten Anordnungen und Fokussierungen für das Stimulationslicht. Der CCD-Lichtwandler 15 weist, wie in Fig. 5 dargestellt, eine erste Zeile 22 mit kleinen Photoelementen 23, beispielsweise mit einer Abmessung von $50 \mu\text{m} \times 50 \mu\text{m}$, und eine zweite Zeile 24 mit beispielsweise $150 \mu\text{m} \times 150 \mu\text{m}$ großen Photoelementen 25 auf einem Chip oder getrennten Chips auf. Die Zeilen 22 und 24 sind optisch und elektrisch getrennt. Je nach Betriebsmodus werden die breiten oder schmalen Zeilen der Abtastvorrichtung 6 und des CCD-Lichtwandlers 15 ausgewählt.

Patentansprüche

1. Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem Speicherleuchtschirm (5) für die latente Speicherung des jeweiligen Röntgenstrahlenbildes, mit einer Röntgenaufnahmevorrichtung (1, 2) zur Erzeugung eines Röntgenstrahlenbündels (3), mit einer Auslesevorrichtung (6, 7, 15), bei der zur Bildwiedergabe der Speicherleuchtschirm (5) durch eine Abtastung mittels einer Strahlenquelle (6) zum Leuchten angeregt wird, mit einem Detektor (7, 15) zum Erfassen des von dem Speicherleuchtschirm (5) emittierten Lichtes und mit einem Bildwiedergabesystem (8, 9), dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgendiagnostikeinrichtung derart ausgebildet ist, daß in einem ersten Betriebsmodus die Röntgenaufnahmevorrichtung (1, 2) Röntgenbilder mit einer ersten Dosis erstellt sowie die Auslesevorrichtung (6, 7) eine schnelle Auslesung der Bildfläche (13) des Speicherleuchtschirms (5) mit geringer Auflösung durchführt und in einem zweiten Betriebsmodus die Röntgenaufnahmevorrichtung (1, 2) Röntgenbilder mit einer zweiten, gegenüber der ersten Dosis höheren Dosis in einem eingeschränkten Bereich (16) erstellt sowie dieser Bereich (16) der Bildfläche (13) des Spei-

cherleuchtschirmes (5) mit hoher Auflösung ausgelesen wird.

2. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Strahlenquelle (6) zeilenförmig ist und den Speicherleuchtschirm (5) abtastet und der Detektor (7, 15) zeilenförmig und in seiner Auflösung umschaltbar ist. 5

3. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Breite der Fokussierung der zeilenförmigen Strahlenquelle (6) umschaltbar ist. 10

4. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die zeilenförmige Strahlenquelle (6) zwischen zwei Fokussierungen und der zeilenförmige Detektor (7, 15) in Zeilenrichtung zwischen zwei Auflösungen umschaltbar ist. 15

5. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die zeilenförmige Strahlenquelle (6) zwei getrennte Anordnungen zur Erzeugung des Stimulationslichtes unterschiedlicher Fokussierungen und der zeilenförmige Detektor (7, 15) zwei optisch und elektrisch getrennte CCD-Zeilen (22, 24) unterschiedlicher Auflösungen aufweist. 20 25

6. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß im zweiten Betriebsmodus in Richtung der Zeilenbreite gleichzeitig mehrere Photoelemente (18) und zeitlich nacheinander mehrfach ausgelesen werden, deren Signale bildpunktweise addiert werden. 30

7. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Auflösung im zweiten Betriebsmodus das neunfache der Auflösung im ersten Betriebsmodus beträgt. 35

8. Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Abmessungen der für einen Bildpunkt im zweiten Betriebsmodus aktiven Photoelemente (18, 21, 23) 50 µm und der für einen Bildpunkt im ersten Betriebsmodus aktiven Photoelemente (19, 25) 150 µm betragen. 40

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

45

50

55

60

65

- Leerseite -

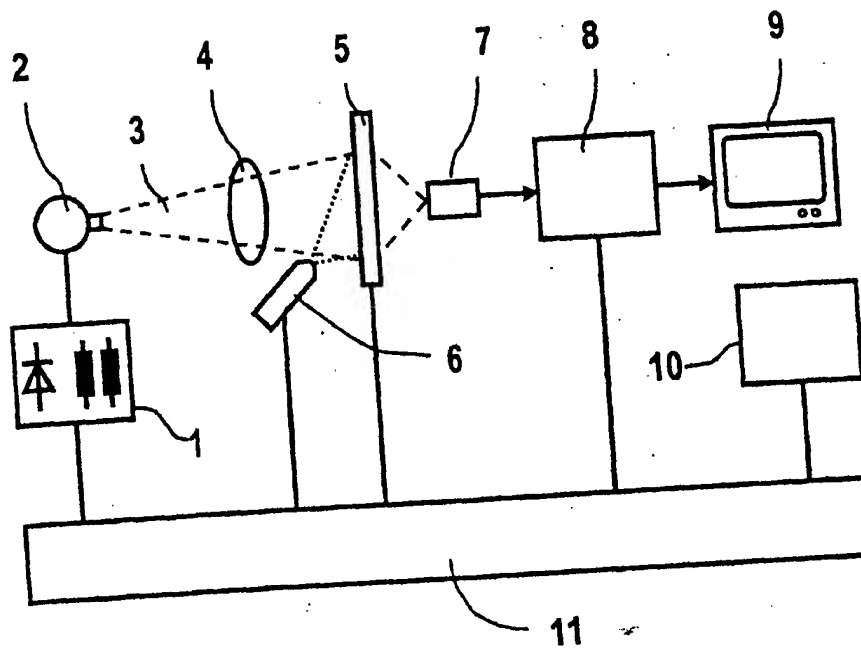


FIG 1

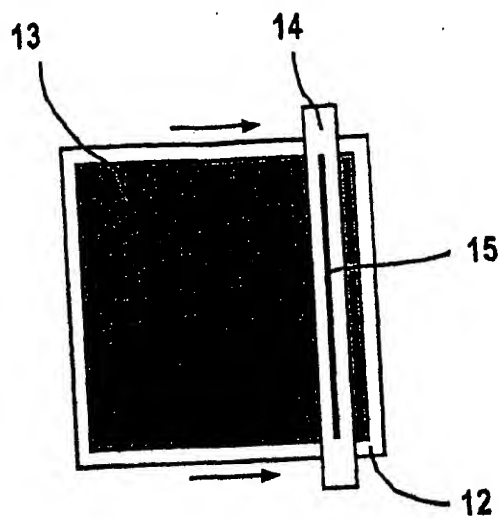


FIG 2

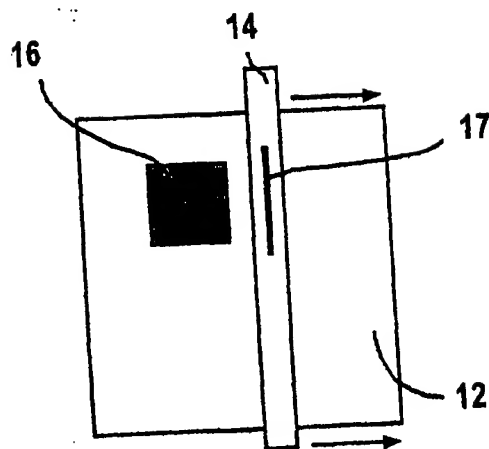


FIG 3

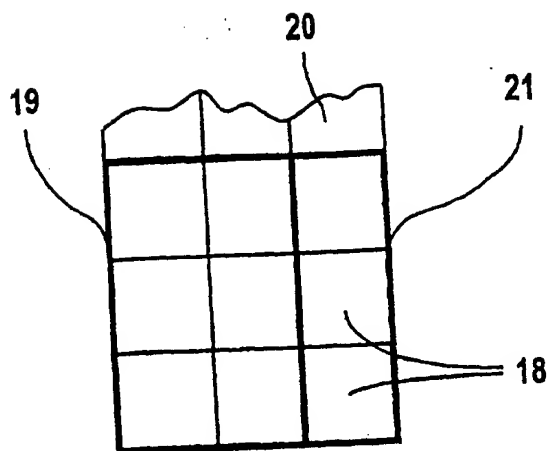


FIG 4

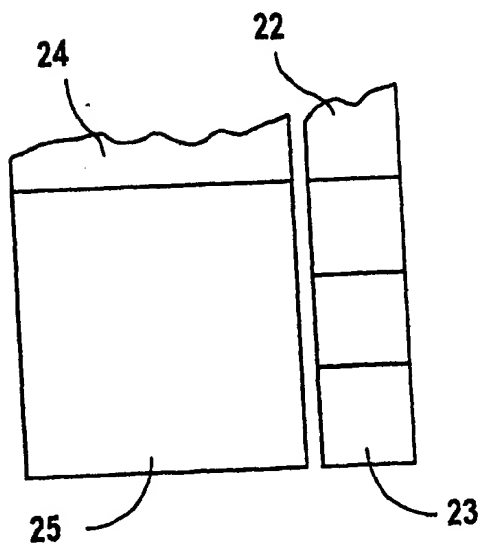


FIG 5